

(19) JAPANESE PATENT OFFICE (JP)

(11) PATENT PUBLICATION

(12) LAID-OPEN PUBLICATION (A) (1988) 63-283625

(43) Date of Publication: November 21, 1988

(51) Int.Cl.⁴ Identification no. Internal regist.no.
A61B 5/02 337 M-7259-4C

Request for examination: not applied

Number of inventions: 1

Length of laid-open publication: 11 pages

(54) Title of invention: Electronic hemomanometer

(21) Number of application: (1987) 62-119643

(22) Date of application: May 15, 1987

(72) Inventor: TERADA, Haruhiro
c/o Matsushita Electric Works Ltd.
1048, Ôaza-Monma, Monma-shi, Osaka

(72) Inventor: SAKURAI, Yoshihiro
c/o Matsushita Electric Works Ltd.
1048, Ôaza-Monma, Monma-shi, Osaka

(71) Applicant: Matsushita Electric Works Ltd.
1048, Ôaza-Monma, Monma-shi, Osaka

(74) Representative: ISHIDA, Chôshichi, Patent agent

SPECIFICATION

1. Title of invention

Electronic hemomanometer

2. Claims

1. An electronic hemomanometer, whereby the upper arm part is taken as a first measurement position and an area other than the upper arm part is taken as a second measurement position and the highest blood pressure and the lowest blood pressure of the first or second measurement position are measured non-invasive, characterized in that a correction means is provided so that the blood pressure value is determined by means of correcting the measured signal with a preset correction value in case of performing the blood pressure measurement at the second measurement position.
2. An electronic hemomanometer according to claim 1, characterized in that the correction means is designed so that the distinction between the first and the second measurement position is entered by a switch setting.
3. An electronic hemomanometer according to claim 1, characterized in that the inner diameter of a connection plug of a line connecting a cuff and a hemomanometer main part is set to a diameter accor-

ding to the measurement position and the correction means is designed to select the correction value by detecting the distinction of the first and second measurement position by means of the difference of the pressure changes during pressurization.

4. An electronic hemomanometer according to claim 1, characterized in that the shape of a connection plug of a line connecting a cuff and a hemomanometer main part is set according to the measurement position and the correction means is designed to select the correction value by detecting the shape of the plug.
5. An electronic hemomanometer according to claim 1, characterized in that the air volume of the cuff according to the measurement position is set to different values and the correction means is designed to select the correction value by detecting the distinction of the first and second measurement position by means of the difference in the pressurizing time during the pressurization.
6. An electronic hemomanometer according to claim 1, characterized in that the correction means is designed to select the correction value by entering the height difference of the second measurement position and the heart position in vertical direction by means of a switch setting.

3. Detailed explanation of the invention

Industrial field of the invention

The present invention relates to an electronic hemomanometer automatically measuring the blood pressure.

Background technique

Regarding the measurement methods of such electronic hemomanometers automatically measuring the blood pressure, thus far there have been the seated position measurement as shown in figure 16, wherein the person, whose blood pressure is to be measured, sits on a chair, stretches the hand out on a desk 7 and performs the measurement, and the lying position measurement as shown in figure 17, wherein the person, whose blood pressure is to be measured, lies on a bed 9 and performs the measurement. By the way, in the case of electronic hemomanometers using the hitherto auscultatory method, a cuff 2 for blocking the blood is wrapped to the upper arm 1a, the cuff 2 is pressurized up to a certain pressure from the hemomanometer main part 6 via a line 3 and the Korotokoff's sound arising in the process of exhausting the air with a certain speed is detected by a sensor 4 like a microphone contained in the cuff 2 and is transmitted via an output lead cable 5 of the sensor 4 to the hemomanometer main part 6 and the cuff pressures (measured by a pressure sensor) at the time of the emergence of the Korotokoff's sound as well as at the time of the disappearance of the Koroto-

Korotkoff's sound are made the highest blood pressure and the lowest blood pressure. In case of electronic hemomanometers using the oscillation method (oscillometric method) there is no detection of the Korotkoff's sound by a sensor 4 as above but the pulse wave oscillations emerging in the cuff 2 are detected via the line 3 by the hemomanometer main part 6 and the highest blood pressure, the lowest blood pressure and the average blood pressure are measured on basis of the increase and decrease of the pulse wave oscillations and the cuff pressure.

But in case of these hitherto examples there is the problem that, if the measurement is performed with changes of the measurement position, there is an influence on the measured value by the condition of the arterial blood blocking or the height of the measuring position. This means, in the above mentioned hitherto measurement methods, first a cuff with a size specified by the Japanese Industrial Standard is used for the cuff 2 and a measured value approximately corresponding with the blood pressure value according to the direct method is obtained by wrapping this cuff 2 in a way that the artery of the upper arm is positioned in the center, while regarding the height of the measurement position, the height of the vertical direction of the upper arm 1a being the measurement position is kept at the same level as the height of the heart 8 shown by the dotted line by stretching out the hand on a desk 7 in case of the seated position measurement or lying horizontally on a bed 9 in case of the lying position

measurement; no head pressure because of the gravity of the blood occurs, and an accurate blood pressure value is obtained. But if the measurement position is set to a part other than the upper arm 1a, like the wrist 1c or the forearm 1b as shown in figure 3, in these hitherto examples a problem arises when the cuff 2 is wrapped to this measurement position. As the diameter and the length of the wrist 1c or the forearm 1b are small in comparison with the upper arm 1a, a change of the shape becomes necessary in case of a cuff 2 with a size set under the precondition that the cuff is wrapped to the upper arm 1a, and together with this change of the shape the blood blocking field and the way of the pressure impact become different and the blood blocking condition changes. And as the blocked artery is not the artery of the upper arm but the radial artery or the ulnar artery, necessarily the blood blocking condition because of a complete pressurization by a hitherto cuff 2 changes. As a result, the amount and the evolving pattern of the Korotokoff's sound or the arteric oscillation change.

Regarding the height of the measurement position the problem arises that the blood pressure value fluctuates with the height difference H_1 , H_2 between the measurement part (wrist 1c or forearm 1b) and the heart 8, as it is shown in figures 18 and 19. There has been the problem that because of the influence by the gravity of the blood, the blood pressure value becomes high when the measurement part is located lower than the heart 8

while it becomes low when the measurement part is located higher than the heart 8.

Purpose of the invention

The present invention was effected regarding the above points and has the purpose to provide an electronic hemomanometer, by means of which an accurate blood pressure value can be obtained also if the measurement position is set to a part other than the upper arm part.

Disclosure of the invention

Constitution

An electronic hemomanometer, by means of which an accurate blood pressure value can be obtained also if the measurement position is set to a part other than the upper arm part, is provided by equipping the electronic hemomanometer, whereby the upper arm part is taken as the first measurement position and an area other than the upper arm part is taken as the second measurement position and the highest blood pressure and the lowest blood pressure of the first or second measurement position are measured non-invasive, with a correction means, so that the blood pressure value is determined by means of correcting the measured signal with a preset correction value in case of performing the blood pressure measurement at the second measurement position.

Embodiment 1

Figures 1 to 3 show an embodiment of the present invention, whereby the blood pressure measurement is performed by the oscillation method. The pressure of a cuff 2 wrapped to the measurement position is detected by a pressure detection means 11 in a hemomanometer main part 6 via a line 3, and the pressure signal given out by the pressure detection means 11 is entered into an artery pulse wave extraction means 12 and a cuff pressure extraction means 13. At the artery pulse wave extraction means 12, the artery pulse part superposed on the cuff pressure is extracted, so that a pulse wave signal V is obtained, while at the cuff pressure extraction means 13 the static pressures corresponding with each artery pulse wave are extracted from the pressure signal, so that a cuff pressure value P is obtained. At a blood pressure determining means 14, the time of the highest blood pressure and the time of the lowest blood pressure are determined on basis of the changes of the pulse wave value V, and the cuff pressure values P at these times become the highest blood pressure and the lowest blood pressure. A correction means 10 determining the blood pressure value by means of correcting the measured signal of the second measurement position like the wrist or the forearm (measurement position other than the upper arm part) with a preset correction value consists of a cuff pressure correction means 15, a blood pressure value correction means 16, a cuff pressure correction value setting part

17, a blood pressure determining parameter correction value setting part 18, a blood pressure correction value setting part 19 and a correction input means 20 entering the correction values into the setting parts 17 to 19. The cuff pressure correction means 15 corrects the cuff pressure value P detected by the cuff pressure extraction part 13 with the correction value set in the cuff pressure correction value setting part 17, removes the deviation because of the difference of the measurement position and enters it into the blood pressure value determining means 14. The blood pressure determining parameter in the blood pressure determining means 14 are corrected with the correction value given out by the parameter correction value setting part 18, so that the accurate times of the highest blood pressure and the lowest blood pressure are determined. Further, the blood pressure value correction means 16 corrects the blood pressure value determined by the blood pressure value determining means 14 with the correction value given out by the blood pressure correction value setting part 19, and the obtained accurate highest blood pressure and lowest blood pressure are shown at the indication part DSP. At the correction input means 20 consisting of a selector switch SW_3 , which is provided at the upper face of the hemomanometer main part 6, for the setting of the measurement position, a pull-up resistance R_1 , a pull-down resistance R_2 , a buffer B and a gate correction value selection device SE consisting of a CPU or a gate array, a correction value selection signal (position distinction code signal) selecting the correction value

according to the measurement position is generated, and correction values corresponding with this correction value selection signal are given out from the respective correction value setting parts 17 to 19. This means, the correction means 10 according to the present invention determines the blood pressure value by means of correcting the measured signal with a preset correction value in case of performing the blood pressure measurement at the second measurement position in an electronic hemomanometer, where the highest blood pressure and the lowest blood pressure of the first measurement position (the upper arm 1a) or the second measurement position (the wrist 1c or the forearm 1b) are measured non-invasive. In the figures, a power supply switch SW_1 is a switch for switching the power supply on and off and a starting switch SW_2 is a push-button switch for starting the blood pressure measurement.

Now, the correction values set in the cuff pressure correction value setting part 17 are constituted by the offset values O_0 , O_1 and O_2 and the inclinations θ_0 , θ_1 and θ_2 on basis of the relation shown in figure 5 of the height difference in vertical direction between the measurement position and the heart 8 and the pressure correction value. The correction value is selected according to the measurement position set by the selection switch SW_3 of the correction input means 20, and the cuff pressure value P corrected with this correction value is entered into the blood pressure determining means 14. The correction value set in the parame-

ter correction value setting part 18 is a correction value correcting the determination level calculated by multiplying the change quantity ΔV of the artery pulse wave value V being the blood pressure determination factor of the oscillation method or the maximum value V_{\max} of the artery pulse wave value V by a certain ration α , and the correction value according to the measurement position set in the correction input means 20 is selected and entered into the blood pressure determining means 14. Figure 6 shows the determination process of the time of the highest blood pressure and the time of the lowest blood pressure because of the oscillation method, whereby figure 6(a) is the cuff pressure signal, where the artery pulse wave is superposed, and figure 6(b) shows the changes of the extracted artery pulse wave signal V . The correction value set in the blood pressure value correction value setting part 19 is a correction value correcting the blood pressure value in the blood pressure value correction means 16 according to the shape (width, length), the air volume, the softness etc. of the used cuff 2. Correction values similar to the correction value O_0 , O_1 , O_2 , θ_0 , θ_1 , θ_2 shown in figure 5 are set and the correction value according to the measurement position set in the correction input means 20 is selected and is entered into the blood pressure value correction means 16.

The correction value according to the measurement position (upper arm 1a, forearm 1b, wrist 1c) set by the selection switch SW_1 of the correction input means

20 is selected and the measured signal is corrected by this correction value, so that accurate highest and lowest blood pressure values are shown by the indication means DSP also if the measurement position is set to a part other than the upper arm 1a (the forearm 1b or the wrist 1c). In this embodiment the selection of the measurement position is performed on basis of a measurement with the person to be measured being in seated position and each correction value corrects the deviations of the blood pressure value because of the differences of the measurement position in a seated measurement.

Embodiment 2

Figure 4 shows another embodiment, wherein the measurement of the blood pressure is performed by means of the auscultatory method. The pressure in the cuff 2 is detected via a line 3 by a cuff pressure detection circuit 21, while the Korotokoff's sound contained in the output of the sensor 4 built-in in the cuff 2 is detected by a Korotokoff's sound detection circuit 22. The moment, at which the Korotokoff's sound level has become higher than a certain level (emergence) or lower than a certain level (disappearance), is detected by a Korotokoff's sound comparator 23. The cuff pressure P at the moment of the emergence or at the moment of the disappearance is determined as the highest blood pressure or lowest blood pressure by a blood pressure determining means 14a, into which the output of the cuff pressure detection circuit 21 and the output of the

Korotokoff's sound comparator 23 are entered. The correction means 10a is provided with a comparator level correction value setting part 18a instead of the blood pressure determining parameter correction value setting part 18 of the first embodiment. The other constitution is the same as in the first embodiment.

Now, the correction value set in the comparator level correction value setting part 18a is a correction value of the determination levels K_1 , K_2 determining the emergence and the disappearance of the Korotokoff's sound being the blood pressure measuring factor of the auscultatory method. Values K_1 , K_2 corrected according to the measurement position are given out and the determination levels K_1 , K_2 are corrected with these correction values at the Korotokoff's sound comparator 23, so that the emergence and the disappearance of the Korotokoff's sound is determined on basis of the signal given out by the Korotokoff's sound detection means, like it is shown in figure 6(c). The operations of the cuff pressure correction means 15, the blood pressure value correction means 16 and the correction input means 20 are the same as in embodiment 1.

Embodiment 3

Figure 7 shows yet another embodiment. The inner diameters of connection pipe parts 31a to 31c of connection plugs 30a to 30c of the line 3 connecting the cuff 2 and the hemomanometer main part 6 are set to diameters according to the measurement positions and the correc-

tion means 10 is designed to detect the distinction of the first and the second measurement position by the difference of the pressure change during the pressurization and to select the correction value. In this embodiment, the inner diameters of the connection pipe parts 31a to 31c of the connection plugs 30a to 30c attachable to the line 3 of the cuff 2, which are designed according to three measurement positions (the upper arm 1a, the forearm 1b, the wrist 1c) are different, as it is shown in figure 7. A socket 32 with a hole 33, into which the connection pipe parts 31a to 31c of the connection plugs 30a to 30c are inserted, is provided at the side wall of the hemomanometer main part 6. A pressure sensor 35 and a pressurizing and depressurizing structure 36 are connected with the socket 32 via a line 33 and the measurement position is determined on basis of the output of the pressure sensor 35. The inner diameters of the connection pipe parts 31a to 31c of the connection plugs 30a to 30c are set in a way that the inner diameter of the connection pipe part for the upper arm is larger than the inner diameter of the connection pipe part for the forearm, which is larger than the inner diameter of the connection pipe part for the wrist.

Figure 8 shows the detection output of the pressure sensor 35, and figure 9 shows the flow chart determining the measurement position on basis of the output of the pressure sensor 35. When the pressurization pump of the pressurizing and depressurizing structure 36 is operated and the pressurization of the cuff 2 is star-

ted, the air quantity sent to the cuff 2 is limited according to the inner diameter of the connection pipe part 31a to 31c, and therefore the pressure in the line 34 of the hemomanometer main part 6 increases abruptly (P_1). Also the air flow quantity flowing to the connection pipe part 31a to 31c increases together with this pressure increase in the line 34. In a little while the pressure increase in the line 34 because of the air quantity sent by the pressurization pump and the increase of the air flow quantity flowing to the connection pipe part 31a to 31c reach a balance (P_2). As in this condition the air supply to the cuff 2 is continued, the pressure in the cuff 2 increases gradually (P_3) and reaches a pressurization set value (a higher value than the expected highest blood pressure) (P_4). At this stage the pump is stopped, a constant exhaust (P_5) is started and the blood pressure measurement is begun. When the diameters of the connection pipe parts 31a to 31c of the connection plugs 30a to 30c are different, pressure curves having balance points (P_2) according to the respective connection plug 30a to 30c are obtained, as it is shown in figure 8. In the condition of a small air supply quantity to the cuff 2 directly after the start of the pressurization, a small cuff pressure and a not sufficiently inflated cuff 2, the part P_1 , P_2 of the pressure curve becomes a curve according to the inner diameter of the connection pipe part 31a to 31c of the connection plug 30a to 30c without relation to the air volume of the cuff 2 and the determination of the measurement position is possible on basis of this curve. In this embodiment the de-

tected pressure is read by the pressure sensor 35 after a certain time (2 seconds) has passed after the start of the pressurization, and as this pressure value P_U , P_F , P_W changes according to the inner diameter of the connection plug part 31a to 31c, it is determined by means of the distinction of the pressure values P_U , P_F , P_W , to which measurement position (upper arm 1a, forearm 1b, wrist 1c) the used cuff 2 refers. This determination result is equivalent to the output of the selection switch SW_3 of the first embodiment, the correction value is selected on basis of the determination result and an accurate blood pressure value is obtained also when the measurement position is a part other than the upper arm. In the flow chart shown in figure 9, first the exhaust valve is closed, the pressurization pump is switched on and at the same time the timer is initialized ($t = 0$). Then, after a certain time has passed after the time-up of the timer ($t = 2$), the output P of the pressure sensor 35 is read, the determination, if the attached cuff 2 is a cuff for the upper arm, for the forearm or for the wrist, is performed by means of an approximate correspondance of the output P of the pressure sensor 35 with P_U , P_F or P_W , and the correction value is selected. In the case, that the output value P of the pressure sensor 35 does not approximately correspond with P_U , P_F or P_W , it is treated as pressurization error. Then there is a waiting period until the pressure in the cuff 2 has reached a pressurization set value, the pressurization pump is switched off, the constant exhaust condition is set and the blood pressure measurement is performed.

Embodiment 4

Figures 10 and 11 show yet another embodiment, in which the shape of the connection plug 30 of the line 3 connecting the cuff 2 and the hemomanometer main part 6 is set according to the measurement position and the correction means 10 is designed to detect the shape of the connection plug 30 and to select the correction value. In this embodiment, the position and the width W of an electrode ring 40 provided at the outer circumference of the connection pipe part 31 of the connection plug 30 is located at a certain position according to the type of the cuff 2 (for the upper arm, for the forearm or for the wrist) and the type of the cuff, that means, the measurement position is set by means of detecting the position and width W of this electrode ring 40 by electrode pieces 41a to 41c provided at the socket 32. This means, the short-circuit condition of the electrode pieces 41a to 41c attachable to the frame-shaped mount 40 changes according to the position and the width W of the electrode ring 40. In the case of figure 10 the electrode pieces 41a and 41b are short-cut, by means of which the condition of the attachment of a cuff 2 for the wrist is shown. The electrode pieces 41a to 41c are short-cut by the electrode ring 40 of the connection plug 30 of a cuff 2 for the upper arm and the electrode pieces 41b, 41c are short-cut by the electrode ring 40 of the connection plug 30 of a cuff 2 for the forearm. Therefore "H" and "L" of the electrode plates 41a, 41c are set automatically by connecting the

connection plug 30 to the socket 32 and a correction value selection signal selecting the correction value according to the measurement position is given out from the correction value selection device SE.

Embodiment 5

Figure 12 shows the operational theory of yet another embodiment. The air capacities of the cuffs 2 are set to different values according to the measurement positions and the correction means 10 is designed to detect the distinction between the first and second measurement position by means of the difference of the pressurizing time and to select the correction value.

When the cuff 2 is pressurized by a constantly flowing quantity, the pressure of the cuff 2 increases in an increase curve according to the air volume, as it is shown in figure 12. This means, that in case of a cuff 2 for the wrist with a small air volume the pressure increase becomes fast while in case of a cuff 2 for the upper arm with a large air volume the pressure increase becomes slow and in case of a cuff 2 for the forearm the pressure increase lies in between. As the pressure increase differs because of the shape of the arm (especially the thickness of the arm) even if the shape and the air volume of the cuff 2 is constant, the pressure increase curve becomes a curve having a width as shown by the dotted lines in the figure. As the shape of the cuff 2 for the upper arm can not be changed because of the standards, the type of the attached cuff 2 can be

determined on basis of the necessary time for the pressurization by means of selecting the shapes of the cuffs 2 for the forearm and the wrist and avoiding the occurrence of an overlapping of the dotted parts of the pressure increase curves. This means, the time t , which is necessary for pressurizing from the pressurization starting point up to a certain pressure P_1 (approx. 80 mm Hg), is measured and the type of the attached cuff 2, that is the measurement position, is recognized by determining, if the time t has become approximately t_u , t_f or t_w . Figure 13 shows the flow chart of the above operation.

Embodiment 6

Figures 14 and 15 show yet another embodiment. The correction means 10 is designed to select the correction value by entering the height difference of the second measurement position and the heart position in vertical direction by means of a switch setting. In this embodiment, the height difference can be set in five steps ($0, \pm 10$ cm, ± 20 cm) by a selection switch SW_3' , and a correction value selection signal (code signal of the height difference distinction) according to the setting of the switch SW_3' is given out by the correction value selection device SE, certain correction values are selected and given out from the correction value setting parts 17 to 19 and a correction of the measured signal is performed. As it is difficult to know the accurate height difference of the heart and the measurement position, the embodiment shows an example where the

height difference can be set in units of 10 cm, but the setting method of the height difference is not limited to the embodiment.

Result of the invention

As the present invention is provided, as stated above, by equipping an electronic hemomanometer, whereby the upper arm part is taken as the first measurement position, and an area other than the upper arm part is taken as the second measurement position and the highest blood pressure and the lowest blood pressure of the first or second measurement position are measured non-invasive, with a correction means, so that the blood pressure value is determined by means of correcting the measured signal with a preset correction value in case of performing the blood pressure measurement at the second measurement position, the provision of an electronic hemomanometer, whereby an accurate blood pressure value can be obtained also if the measurement position is set to a part other than the upper arm part, becomes possible.

4. Simple explanation of the drawings

Figure 1 is a block circuit plan of an embodiment of the present invention.

Figure 2 is a circuit plan of the most important part of the above embodiment.

Figure 3 is an oblique view of the above embodiment.

Figure 4 is a block circuit plan of another embodiment of the present invention.

Figures 5 and 6 are explanations of the operation of the above embodiment.

Figure 7 is a constitutional plan of the most important part of yet another embodiment.

Figures 8 and 9 are explanations of the operation of the above embodiment.

Figure 10(a) is an oblique view of the most important part of yet another embodiment of the present invention.

Figure 10(b) is a cross-sectional view of the most important part of the above embodiment.

Figure 11 is a constitutional plan of the most important part of the above embodiment.

Figures 12 and 13 are explanations of the operation of yet another embodiment.

Figure 14 is an oblique view of yet another embodiment.

Figure 15 is a block circuit plan of the most important part of the above embodiment.

Figures 16 and 17 are explanations showing methods for the measurement of the blood pressure.

Figures 18 and 19 are explanations showing the problems of the state of the art.

1a	upper arm
1b	forearm
1c	wrist
2	cuff
3	line
6	hemomanometer main part
10, 10a	correction means
30, 30a - 30c	connection plug

Representative: ISHIDA, Chôshichi, Patent agent

Correction of the proceedings (spontaneous)

October 2, 1987

To the attention of the director of the patent office

1. Indication of the case:

Patent application 119643 (1987)

2. Title of the invention:

Electronic hemomanometer

3. Correcting person:

Relation to the case: Patent applicant

Address: 1048, Ôaza-Monma, Monma-shi, Osaka

Name: Matsushita Electric Works Ltd. (583)

Representative: FUJII, Sadao

4. Representative:

Postal Code: 530

Address: 1-12-17, Umeda, Kita-ku, Osaka

(Umeda Bldg., 5 F)

Name: ISHIDA, Chôshichi, patent agent (6176)

Tel. Osaka 06 (345) 7777 (Representative)

5. Date of the correction request:

Spontaneous

6. Number of inventions increased by the correction:

None

7. Objects of correction:

Specification and drawings

8. Contents of the correction:

(1) "Figure 3" on page 4, line 17 of the specification of the present application is corrected to "figures 18 and 19"

(2) "is provided" on page 12, line 7 of the specification of the present application is corrected to "is provided" (*the correction relates only to a missing syllable in the Japanese text, the sense is not changed*)

(3) Figure 4 of the attached drawings is corrected as in the annex.

Representative: ISHIDA, Chôshichi, Patent agent

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑪ 公開特許公報(A)

昭63-283625

⑫ Int.Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 昭和63年(1988)11月21日

A 61 B 5/02

3 3 7

M-7259-4C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全11頁)

⑭ 発明の名称 電子血圧計

⑮ 特 願 昭62-119643

⑯ 出 願 昭62(1987)5月15日

⑰ 発 明 者 寺 田 晴 博 大阪府門真市大字門真1048番地 松下電工株式会社内
⑱ 発 明 者 桜 井 義 弘 大阪府門真市大字門真1048番地 松下電工株式会社内
⑲ 出 願 人 松下電工株式会社 大阪府門真市大字門真1048番地
⑳ 代 理 人 弁理士 石田 長七

明 細 書

1. 発明の名称

電子血圧計

2. 特許請求の範囲

(1) 上腕部を第1の測定部位、上腕部以外の部位を第2測定部位とし、第1あるいは第2の測定部位の最高血圧および最低血圧を非観血的に測定する電子血圧計において、第2の測定部位で血圧測定を行う場合における測定信号を予め設定した補正値で補正して血圧値を求めるようにする補正手段を備えて成る電子血圧計。

(2) 第1および第2の測定部位の別をスイッチ設定にて入力するように補正手段を形成したことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の電子血圧計。

(3) カフと血圧計本体とを接続する導管の接続プラグの内径を測定部位に対応した径に設定し、第1、第2測定部位の別を加圧時における圧力変化の差で検知して補正値を選択するように補正手段を形成したことを特徴とする特許請求の範囲第

1項記載の電子血圧計。

(4) カフと血圧計本体とを接続する導管の接続プラグの形状を測定部位に対応して設定し、該接続プラグの形状を検知して補正値を選択するように補正手段を形成したことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の電子血圧計。

(5) 測定部位に対応したカフの空気容量を具なった値に設定し、第1、第2の測定部位の別を加圧時の加圧時間の差によって検知して補正値を選択するように補正手段を形成したことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の電子血圧計。

(6) 第2の測定部位と心臓部位との鉛直方向の高さ差をスイッチ設定にて入力して補正値を選択するように補正手段を形成したことを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の電子血圧計。

3. 発明の詳細な説明

[技術分野]

本発明は、血圧を自動測定する電子血圧計に関するものである。

[背景技術]

従来、血圧を自動測定するこの種の電子血圧計の測定方法としては、第16図に示すように被測定者が椅子に座って腕を机7上に差し出して測定する座位測定と、第17図に示すように被測定者がベッド9に横たわって測定する臥位測定とがあった。ところで、従来の聴診法による電子血圧計では、上腕1aに阻血用のカフ2を巻き、血圧計本体6から導管3を経てカフ2を所定圧力まで加圧し、定速排気する過程で発生するコロトコフ音をカフ2に内蔵されているマイクロフォンのようなセンサ4で検出し、このセンサ4出力リード線5を介して血圧計本体6に伝え、コロトコフ音の発現、消滅時期のカフ圧力(圧力センサで検出)を最高血圧、最低血圧としていた。また、振動法(オシロメトリック法)の電子血圧計では、前述のセンサ4によるコロトコフ音検出を行わず、カフ2内に発生する脈波振動を導管3を介して血圧計本体6で検出し、脈波振動の増減量とカフ圧力に基づいて最高血圧、最低血圧および平均血圧を測定していた。

て大きさが設定されているカフ2については、手首1cや前腕1bの径および長さが上腕1aに比べて小さいので、形状の変更が必要となり、この形状変更に伴う阻血範囲、圧力のかかり方が異なると阻血状態が変化するという問題が発生し、さらに、阻血する動脈が上腕動脈ではなく、桡骨動脈、尺骨動脈であるので、当然のことながら従来のようなカフ2による全体加圧では阻血状態が異なるという問題が発生し、その結果としてコロトコフ音や動脈振動の大きさや発生パターンが異なってくる。

また、測定部位の高さに関しても、第18図および第19図に示すように、カフ2が巻かれた測定部位(手首1cあるいは前腕1b)と心臓8との高さの差異 H_1 、 H_2 に伴って血圧値が偏位を受けるという問題が生じる。この場合、血液の重力による影響で測定部位が心臓8よりも低い場合には、血圧値は高く、測定部位が心臓8よりも高い場合には、血圧値は低くなってしまいう問題があった。

しかしながら、このような従来例にあつては、測定部位を変えて血圧測定を行う場合において、カフ2による動脈阻血の状態や、測定部位の高さが測定値に影響を及ぼすという問題があった。すなわち、前述した従来測定方法では、まず、カフ2として日本工業規格に定められた所定の大きさのものをを用い、このカフ2を上腕動脈が中央に位置するように巻くことにより、直接法による血圧値と略一致した測定値が得られるとされており、また、測定部位の高さについても、座位測定では机7上に前腕を差し出すことにより、また臥位測定ではベッド9に水平に横たわることにより、測定部位である上腕1aの鉛直方向の高さが、破線で示す心臓8の高さと同程度に保たれ、血液の重力による水頭圧が生じないことになって正確な血圧値が得られるとされている。しかしながら、従来例において、第3図に示すように測定部位を上腕1a以外の手首1cや前腕1bに設定し、その測定部位にカフ2を巻いた場合には問題点が発生する。つまり、上腕1aに巻かれることを前提とし

[発明の目的]

本発明は上記の点に鑑みて為されたものであり、その目的とするところは、測定部位を上腕部以外に設定した場合にあつても正確な血圧値が得られる電子血圧計を提供することにある。

[発明の開示]

(構成)

本発明は、上腕部を第1の測定部位、上腕部以外の部位を第2測定部位とし、第1あるいは第2の測定部位の最高血圧および最低血圧を非観血的に測定する電子血圧計において、第2の測定部位で血圧測定を行う場合における測定信号を予め設定した補正値で補正して血圧値を求めるようにする補正手段を備えることにより、測定部位を上腕部以外に設定した場合にあつても正確な血圧値が得られる電子血圧計を提供するものである。

(実施例1)

第1図乃至第3図は振動法により血圧測定を行うようにした本発明一実施例を示すもので、測定部位に巻かれたカフ2の圧力は導管3を介して血

圧計本体6内の圧力検出手段11にて検出され、圧力検出手段11から出力される圧力信号は、動脈脈波抽出手段12およびカフ圧抽出手段13に入力されるようになっている。動脈脈波抽出手段12では、カフ圧に重畳されている動脈脈波成分を抽出して脈波値Vを得るようになっており、一方、カフ圧抽出手段13では、圧力信号から各動脈脈波に対応する静圧を抽出してカフ圧値Pを得るようになっている。血圧決定手段14では、脈波値Vの変化に基づいて最高血圧時期、最低血圧時期を判定し、その時期のカフ圧値Pを最高血圧、最低血圧とするようになっている。ところで、手首あるいは前腕のような第2の測定部位(上腕部以外の測定部位)の測定信号を予め設定した補正值で補正して血圧値を求めるようにする補正手段10は、カフ圧補正手段15と、血圧値補正手段16と、カフ圧補正值設定部17と、血圧決定パラメータ補正值設定部18と、血圧補正值設定部19と、各設定部17-19に補正值を入力する補正入力手段20とで形成されている。ここに、

この補正值選択信号に対応した補正值が各補正值設定部17-19から出力されるようになっている。すなわち、本発明に係る補正手段10は、第1の測定部位(上腕1a)、あるいは第2測定部位(手首1c、前腕1b)の最高血圧および最低血圧を非観血的に測定する電子血圧計において、第2の測定部位で血圧測定を行う場合における測定信号を予め設定した補正值で補正して血圧値を求めるようにするものである。図中、電源スイッチSW₁は電源オンオフ用スイッチ、開始スイッチSW₂は血圧測定を開始させるための押釦スイッチである。

いま、カフ圧補正值設定部17に設定される補正值は、測定部位と心臓8との鉛直方向の高さ差 h と圧力補正值の第5図に示す関係に基づいたオフセット値 $0.0, 0.1, 0.2$ と傾き $0.0, 0.1, 0.2$ とで構成され、この補正值を補正入力手段20の選択スイッチSW₃にて設定された測定部位に応じて選択し、この補正值で補正されたカフ圧値Pが血圧決定手段14に入力されるようにしている。また、パラ

メータ補正手段15は、カフ圧抽出手段13にて検出されたカフ圧値Pをカフ圧補正值設定部17に設定されている補正值にて補正し、測定部位の違いによる偏位を取り除いて血圧値決定手段14に入力するようになっている。また、血圧決定手段14における血圧決定パラメータは、パラメータ補正值設定部18から出力される補正值にて補正され、正確な最高血圧時期あるいは最低血圧時期が判定されるようになっている。さらにまた、血圧値補正手段16は、血圧決定手段14にて決定された血圧値を、血圧補正值設定部19から出力される補正值で補正して得られる正確な最高血圧、最低血圧を表示部DSPに表示させるようになっている。また、血圧計本体6の上面に設けられた測定部位設定用の選択スイッチSW₂と、プルアップ抵抗R₁と、プルダウン抵抗R₂と、バッファBと、CPUあるいはゲートアレイよりなるゲート補正值選択器SEとで形成される補正入力手段20では、補正值を測定部位に応じて選択する補正值選択信号(部位別コード信号)を発生し、

パラメータ補正值設定部18に設定される補正值は、振動法の血圧決定要因である動脈脈波値Vの変化量 ΔV や動脈脈波値Vの最大値 V_{max} に所定比 α を乗じた判定レベルを補正する補正值であり、補正入力手段20にて設定された測定部位に対応する補正值が選択されて血圧決定手段14に入力される。第6図は振動法によって最高血圧時期、最低血圧時期の判定過程を示す図であり、同図(a)は動脈脈波が重畳されたカフ圧信号、同図(b)は抽出された動脈脈波値Vの変化を示している。さらにまた、血圧値補正值設定部19に設定される補正值は、血圧値補正手段16において、使用するカフ2の形状(幅、長さ)、空気容量、柔らかさなどに応じて血圧値を補正する補正值で、第5図に示すような補正值 $0.0, 0.1, 0.2$ 、 $0.0, 0.1, 0.2$ と同様の補正值が設定され、補正入力手段20にて設定された測定部位に対応する補正值が選択されて血圧値補正手段16に入力される。

以上のようにして、補正入力手段20の選択スイッチSW₃によって設定された測定部位(上腕1

a、前腕1b、手首1c)に応じた補正値が選択されるようになっており、この補正値によって測定信号が補正され、測定部位を上腕1a以外(前腕1b、手首1c)に設定した場合にあっても正確な最高、最低血圧値が表示手段DSPに表示されるようになってい。なお、実施例では、被測定者の測定姿勢を座位に指定した上で、測定部位の選択を行うようになっており、各補正値は座位測定における測定部位の違いによる血圧値の偏位を補正するものである。

(実施例2)

第4図は聴診法により血圧測定を行うようにした他の実施例を示すもので、カフ2内の圧力を導管3を介してカフ圧検出回路21にて検出するとともに、カフ2に内蔵されているセンサ4出力に含まれるコロトコフ音をコロトコフ音検出回路22にて検出し、このコロトコフ音レベルが所定レベル以上(発現)あるいは所定レベル以下(消滅)になった時点点をコロトコフ音コンパレータ23にて検出しており、カフ圧検出回路21出力およびコ

ロトコフ音コンパレータ23出力が入力される血圧決定手段14aでは、発現時点あるいは消滅時点のカフ圧値Pを最高血圧あるいは最低血圧と決定するようになってい。また、補正手段10aは、実施例1の血圧決定パラノータ補正値設定部18に代えてコンパレータレベル補正値設定部18aを設けものであり、他の構成は実施例1と同様である。

いま、コンパレータレベル補正値設定部18aに設定されている補正値は、聴診法の血圧決定要因であるところのコロトコフ音の発現、消滅を判定する判定レベル K_1 、 K_2 の補正値であり、測定部位に応じた補正値 K_1 、 K_2 が出力され、コロトコフ音コンパレータ23では、この補正値で判定レベル K_1 、 K_2 を補正し、第6図(e)に示すコロトコフ音検出手段から出力される信号に基いてコロトコフ音の発現、消滅を判定するようになってい。なお、カフ圧補正手段15、血圧値補正手段16および補正入力手段20の動作は実施例1と同様である。

(実施例3)

第7図はさらに他の実施例を示すもので、カフ2と血圧計本体6とを接続する導管3の接続プラグ30a~30cの接続管部31a~31cの内径を測定部位に対応した径に設定し、第1、第2測定部位の別を加圧時における圧力変化の差異で検出して補正値を選択するように補正手段10を形成したものである。実施例では、3種類の測定部位(上腕1a、前腕1b、手首1c)に対応して形成されたカフ2の導管3に取着される接続プラグ30a~30cの接続管部31a~31cの内径を第7図に示すようにそれぞれ異ならせており、この接続プラグ30a~30cの接続管部31a~31cが挿入される孔33を具備したソケット32が血圧計本体6の側壁に設けられている。また、ソケット32には導管34を介して圧力センサ35および加減圧機構36が接続されており、圧力センサ35出力に基いて測定部位が判定されるようになってい。なお、接続プラグ30a~30cの接続管部31a~31cの内径は、上腕用接続管部>前腕

用接続管部>手首用接続管部 となるように設定されている。

第8図は圧力センサ35の検出出力を示すもので、第9図は圧力センサ35出力に基いて測定部位を判定するフローチャートである。いま、加減圧機構36の加圧ポンプが駆動され、カフ2の加圧が開始されると、接続管部31a~31cの内径に応じてカフ2へ送出される空気量が制限されるので、血圧計本体6の導管34内の圧力は急激に増加する(P_1)。一方、導管34内の圧力増加に伴って接続管部31a~31cへ流れる空気流量も増加する。しばらくすると、加圧ポンプの空気送出量に対する導管34内の圧力増加および接続管部31a~31cへの空気流量の増加が平衡に達する(P_2)。この状態でカフ2へ送気され続けるので、カフ2内の圧力が次第に増加(P_3)して加圧設定値(予想最高血圧よりも高い値)に達する(P_4)。ここで、加圧ポンプが停止されて定速排気(P_5)に移行して血圧測定が開始される。ところで、このような過程において、接続プラグ30a~30c

の接続部31a~31cの内径が異なっていると、第8図に示すように、各接続プラグ30a~30cに対応した平衡点(P₁)を有する圧力曲線が得られる。この圧力曲線のP₁、P₂部分は、加圧開始直後におけるカフ2への送気量が少なく、カフ圧力が小さく、カフ2が十分に膨らんでいない状態では、カフ2の空気容量に関係なく、接続プラグ30a~30cの接続部31a~31cの内径に対応した曲線となり、この曲線に基づいて測定部位が判定できることになる。実施例では、加圧開始後、所定時間経過後(2秒後)に圧力センサ35にて検出された圧力を読み取るようになっており、この圧力値P_u、P_r、P_wは接続部31a~31cの内径に応じて変化するので、圧力値P_u、P_r、P_wを識別することにより使用しているカフ2がどの測定部位(上腕1a、前腕1b、手首1c)のものかを判定している。この判定結果は、前記実施例1における選択スイッチSW₂出力と等価であり、判定結果に基づいた補正値が選択され、測定部位が上腕以外であっても正確な血圧値が得られるよう

補正値を選択するように補正手段10を形成したものである。ここに、実施例にあっては、接続プラグ30の接続部31の外周に設けられる電極リング40の位置および幅Wをカフ2の種類(上腕用、前腕用、手首用)に対応した所定位置とし、この電極リング40の位置および幅Wをソケット32に設けられた電極片41a~41cによって検出することにより、カフ2の種類すなわち測定部位が設定されるようになっている。すなわち、枠状のマウント40に取着された電極片41a~41cの短絡状態は、接続部31に設けられた電極リング40の位置および幅Wによって変化する。第10図の場合には、電極片41a、41bが短絡され、手首用のカフ2が発着されている状態を示している。なお、上腕用のカフ2の接続プラグ30の電極リング40にて電極片41a~41cが短絡され、また、前腕用のカフ2の接続プラグの電極リング40にて電極片41b、41cが短絡されるようになっている。したがって、接続プラグ30をソケット32に接続することにより、電極片

になっている。ここに、第9図に示すフローチャートでは、まず、気弁を閉じて加圧ポンプをオンするとともに、タイマーを初期化(t=0)し、次に、タイマーがタイムアップした所定時間経過後(t=2)に圧力センサ35出力Pを読み取り、圧力センサ35出力Pが略P_u、P_r、P_wに等しいかどうかによって、装着されているカフ2が上腕用、前腕用あるいは手首用のものであるかどうかを判定して補正値を選択するようにしている。なお、圧力センサ35出力PがP_u、P_r、P_wに略等しくなっていない場合には加圧エラーとして処理される。次に、カフ2内の圧力が所定の加圧設定値になるまで待つて加圧ポンプがオフされるとともに、定速排気状態に設定され、血圧測定が行なわれるようになっている。

(実施例4)

第10図および第11図はさらに他の実施例を示すもので、カフ2と血圧計本体6とを接続する導管3の接続プラグ30の形状を測定部位に対応して設定し、該接続プラグ30の形状を検知して

41a、41cの“H”、“L”が自動的に設定され、測定部位に応じた補正値を選択する補正値選択信号が補正値選択器SEから出力されるようになっている。

(実施例5)

第12図はさらに他の実施例の動作原理を示すもので、測定部位に対応したカフ2の空気容量を異なった値に設定し、第1、第2の測定部位の別を加圧時の加圧時間の差異によって検知して補正値を選択するように補正手段10を形成したものである。

いま、カフ2を定流量で加圧すると、第12図に示すように、カフ2の圧力はその空気容量に対応した上昇曲線で増加する。つまり、空気容量の小さい手首用のカフ2では圧力上昇が速く、空気容量の大きい上腕用のカフ2では、圧力上昇が遅くなり、前腕用のカフ2では中間である。一方、カフ2の形状および空気容量が一定でも、腕の形状(特に腕の太さ)によって圧力上昇が異なるので、圧力上昇曲線は図中破線で示すように幅をもった

ものとなる。ここに、上腕用のカフ2の形状は規格により変えることができないので、前腕用、手首用のカフ2の形状を選定し、圧力上昇曲線の破綻部の重なりが生じないようにすることにより、加圧所要時間に基いて装着されているカフ2の種類を判定できることになる。すなわち、加圧開始から所定圧力 P_1 (約80 mmHg)に加圧されるまでの所要時間 t_1 を測定し、所要時間 t_1 が略 t_1 、 t_2 、 t_3 になっているかどうかによって装着されているカフ2の種類すなわち測定部位が認識できる。第13図は上記動作のフローチャートを示すものである。

(実施例6)

第14図および第15図はさらに他の実施例を示すもので、第2の測定部位と心臓部位との鉛直方向の高さ差をスイッチ設定にて入力して補正値を選択するように補正手段10を形成したものである。ここに、実施例にあつては、選択スイッチ SW_3 によって5段階(0、 ± 10 cm、 ± 20 cm)の高さ差が設定できるようになっており、選

択スイッチ SW_3 の設定に応じた補正値選択信号(高さ差具別のコード信号)が補正値選択器SEから出力され、補正値設定部17-19にて所定の補正値が選択出力されて、測定信号の補正が行なわれるようになっている。なお、心臓と測定部位との正確な高さ差を知ることは困難であるので、実施例では10 cm単位で高さ差具を設定できるようにした例を示しているが、高さ差具の設定方法は実施例に限定されるものではない。

[発明の効果]

本発明は上述のように、上腕部を第1の測定部位、上腕部以外の部位を第2測定部位とし、第1あるいは第2の測定部位の最高血圧および最低血圧を非観血的に測定する電子血圧計において、第2の測定部位で血圧測定を行う場合における測定信号を予め設定した補正値で補正して血圧値を求めるようにする補正手段を備えたものであるので、測定部位を上腕部以外に設定した場合にあつても正確な血圧値が得られる電子血圧計を提供できるものである。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明一実施例のブロック回路図、第2図は同上の要部回路図、第3図は同上の要部斜視図、第4図は同上の他の実施例のブロック回路図、第5図および第6図は同上の動作説明図、第7図はさらに他の実施例の要部構成図、第8図および第9図は同上の動作説明図、第10図(a)は同上のさらに他の実施例の要部斜視図、第10図(b)は同上の要部断面図、第11図は同上の要部構成図、第12図および第13図はさらに他の実施例の動作説明図、第14図はさらに他の実施例の斜視図、第15図は同上の要部ブロック回路図、第16図および第17図は血圧測定方法を示す説明図、第18図および第19図は従来例の問題点を示す説明図である。

1aは上腕、1bは前腕、1cは手首、2はカフ、3は導管、6は血圧計本体、10、10aは補正手段、30、30a-30cは接続プラグである。

代理人 弁理士 石 田 長 七

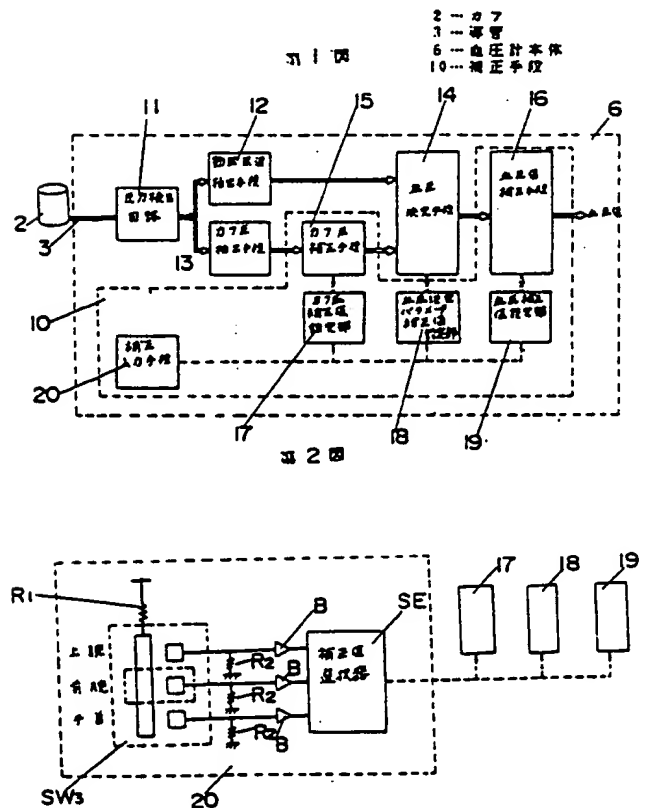
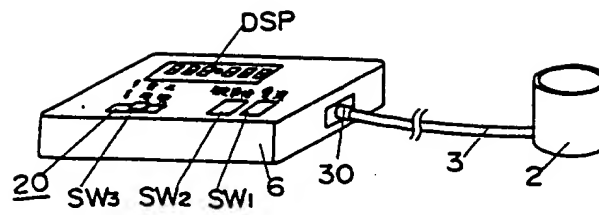
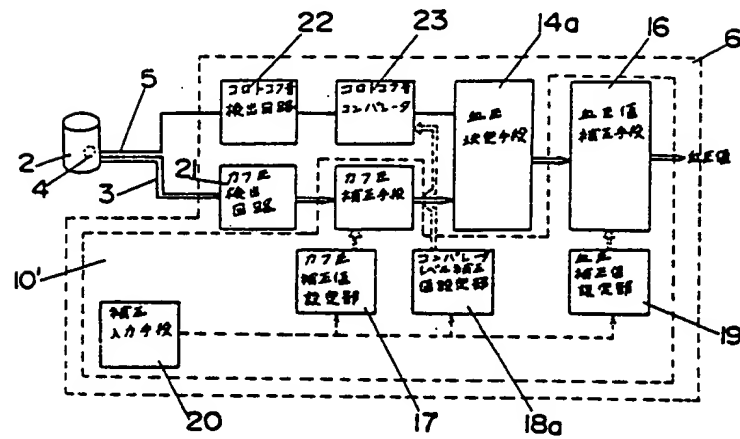


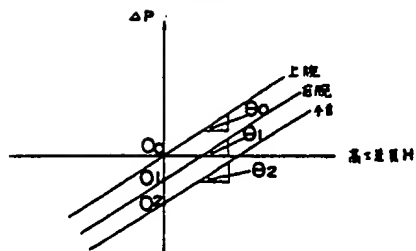
圖 3 示



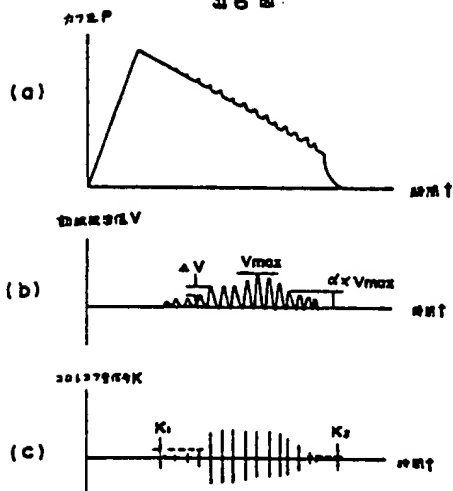
248



4 5 6



५६०



५७६

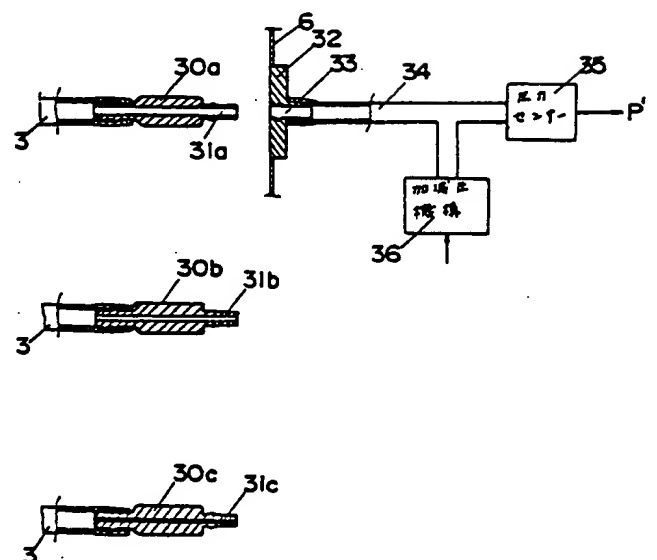


図8

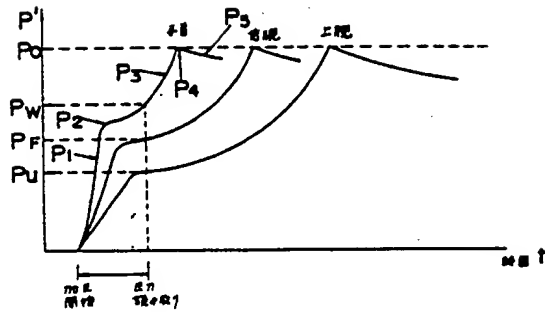


図10

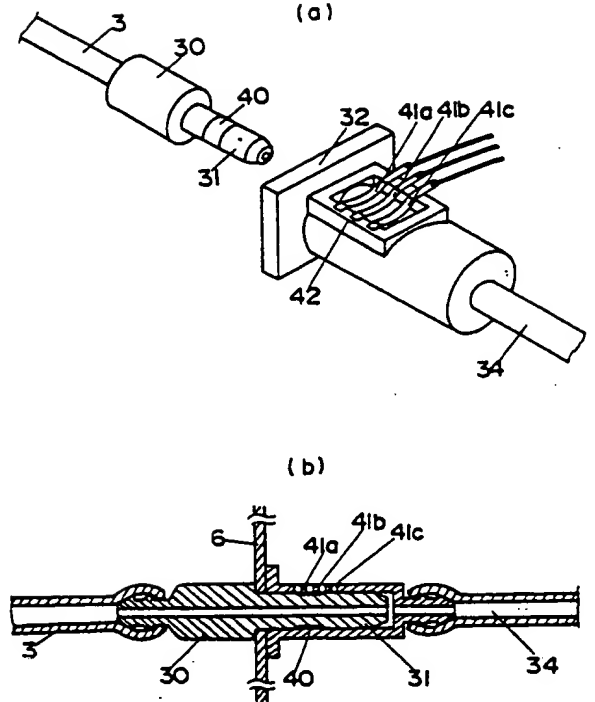


図9

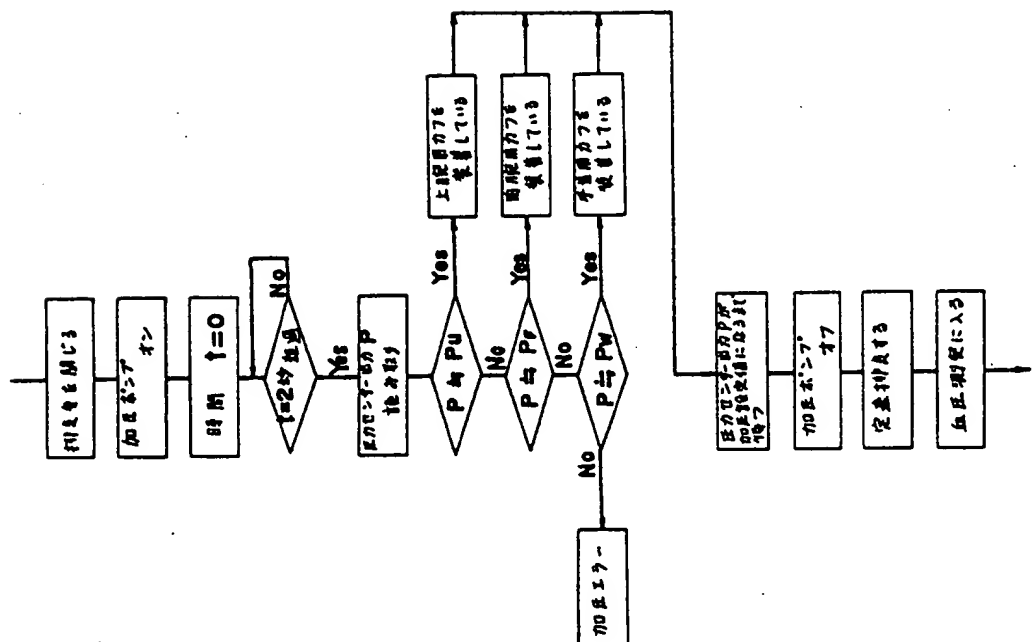


図 11

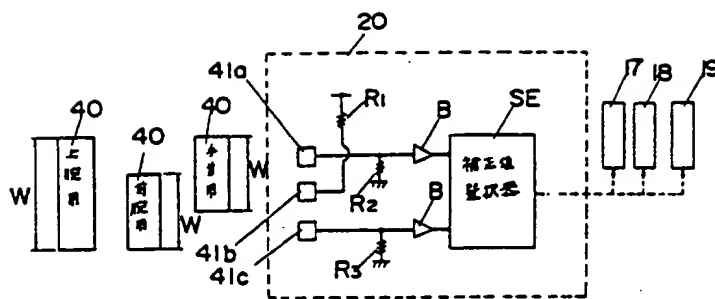


図 12

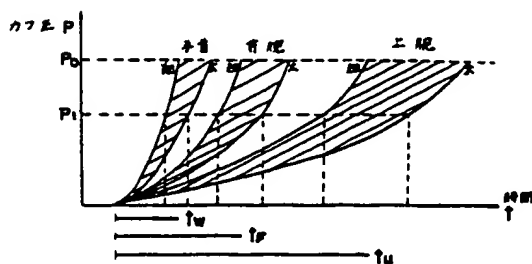


図 13

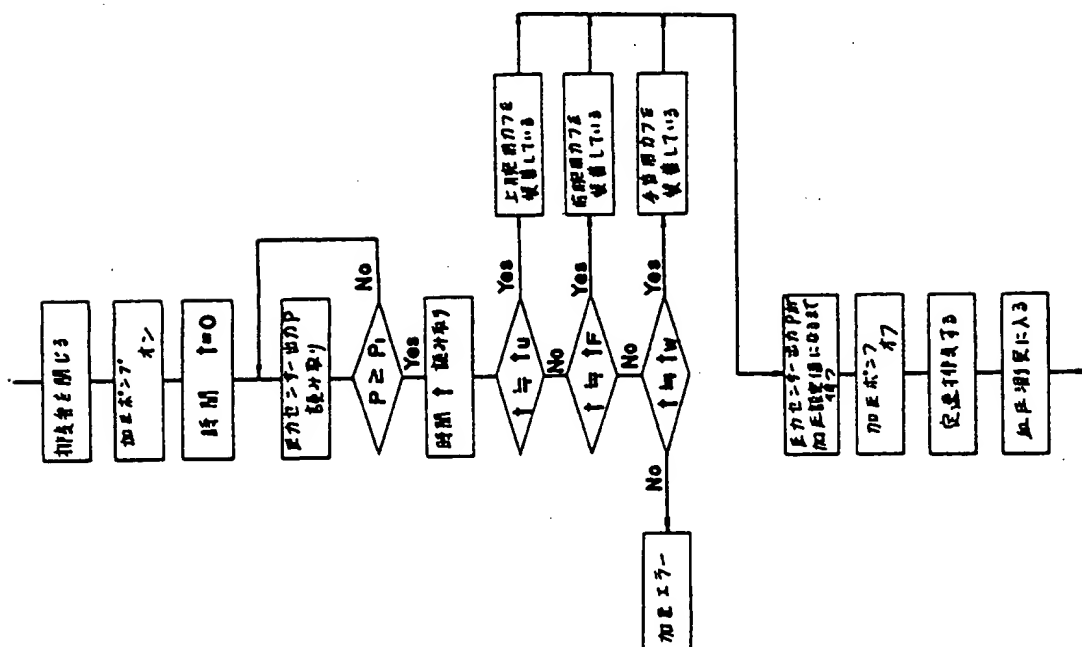


図14

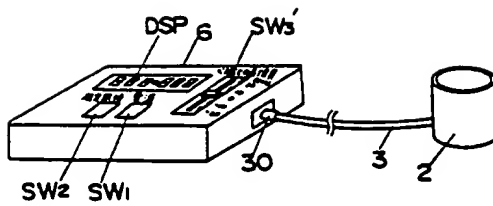


図15

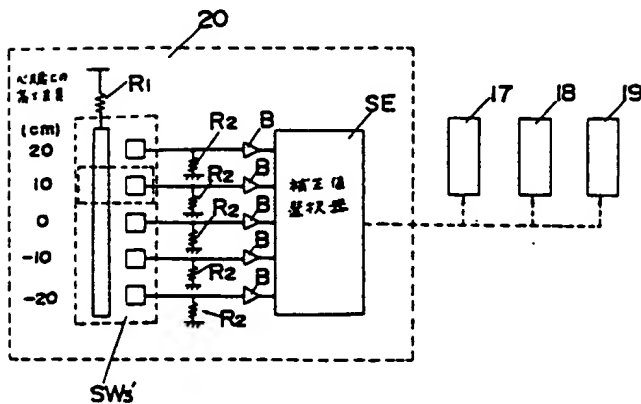


図18

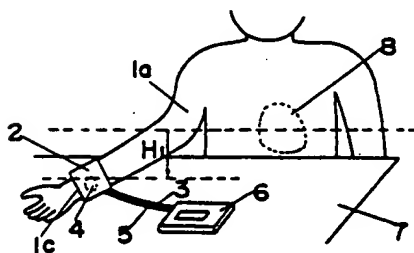


図19

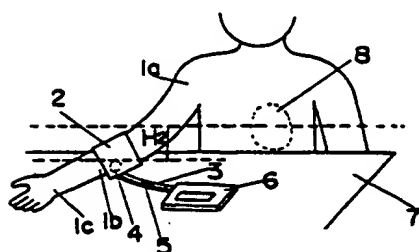


図16

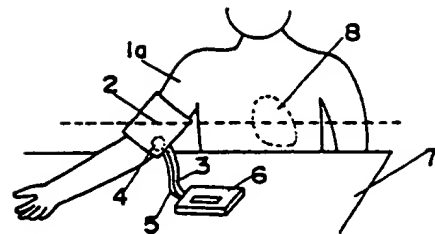
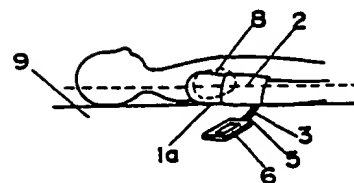


図17



手続補正書(自発)

昭和62年10月2日

特許庁長官殿



1. 事件の表示

昭和62年特許願第119643号

2. 発明の名称

電子血圧計

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住所 大阪府門真市大字門真1048番地

名称 (583)松下電工株式会社

代表者 藤井貞夫

4. 代理人

郵便番号 530

住所 大阪市北区梅田1丁目12番17号

(梅田ビル5階)

氏名 (8178)弁護士石田長七

電話 大阪 06 (345) 7777 (代表)

5. 補正命令の日付

自発

6. 補正により増加する発明の数

7. 補正の対象

明細書 および 図面

8. 補正の内容



- [1] 本願明細書第4頁17行目の「第3図」を「第18図および第19図」と訂正致します。
- [2] 同上第12頁7行目の「設けもの」を「設けたもの」と訂正致します。
- [3] 本願添付図中第4図を別紙のように訂正致します。

代理人 弁理士 石 田 長 七

第4図

